

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局(43) 国際公開日
2005年6月23日 (23.06.2005)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2005/055818 A1(51) 国際特許分類⁷: A61B 1/00, A61M 25/00, G02B 23/24

(21) 国際出願番号: PCT/JP2004/018855

(22) 国際出願日: 2004年12月10日 (10.12.2004)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願 2003-415402
2003年12月12日 (12.12.2003) JP

(71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): 独立行政法人科学技術振興機構 (JAPAN SCIENCE AND TECHNOLOGY AGENCY) [JP/JP]; 〒3320012 埼玉県川口市本町4-1-8 Saitama (JP).

(71) 出願人 および

(72) 発明者: 江刺 正喜 (ESASHI, Masayoshi) [JP/JP]; 〒9820807 宮城県仙台市太白区八木山南1-11-9 Miyagi (JP). 芳賀 洋一 (HAGA, Yoichi) [JP/JP]; 〒9800803 宮城県仙台市青葉区国分町1-2-5-903 Miyagi (JP).

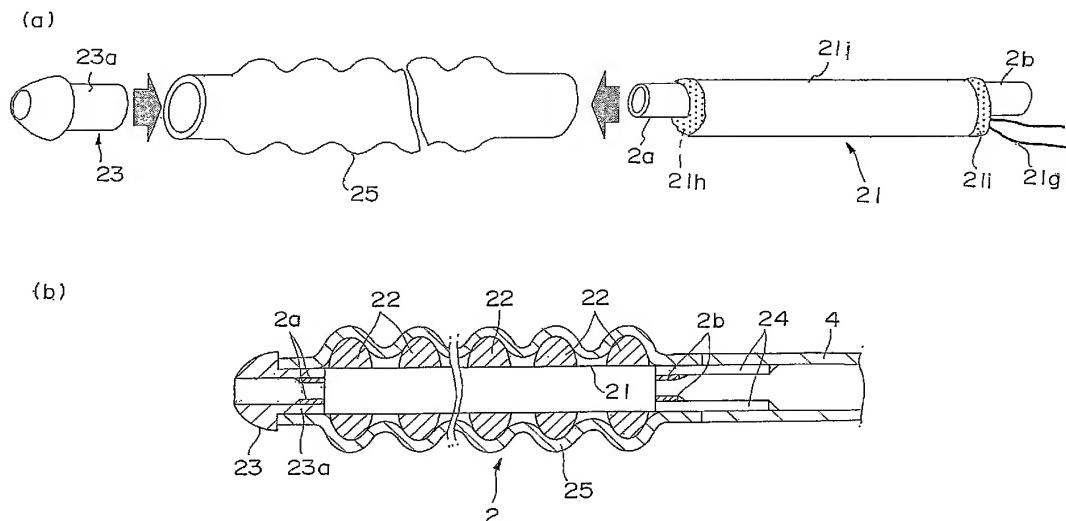
(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 水島 昌徳 (MIZUSHIMA, Masanori) [JP/JP]; 〒9820807 宮城県仙台市太白区八木山南3-1-40-101 Miyagi (JP). 松永 忠雄 (MATSUMAGA, Tadao) [JP/JP]; 〒9810952 宮城県仙台市青葉区中山6-20-1 A-202 Miyagi (JP).

/続葉有/

(54) Title: ACTIVE TUBE AND ACTIVE TUBE SYSTEM

(54) 発明の名称: 能動チューブおよび能動チューブシステム



WO 2005/055818 A1

(57) Abstract: An active tube and an active tube system, where the active tube is constructed so as to be bendable for orientation, allowing the extent of the bending to be controlled to enable the tube to be easily inserted into a place where it is difficult to insert the tube, and where the tube is operated at low temperatures at which the tube can be used for inspection and treatment. An SMA coil (21e) is wired along the outside of a tube (21a) for a working channel to construct a bending mechanism (21). The bending mechanism (21) is inserted into a tube (25) for an outer skin, the tube (25) containing weights (22). The head section (2) of the active tube (1) is constructed by installing a head chip (23) on the head side of the bending mechanism (21). Further, in the head section (2), a body tube (4) is communicated with the tube (21a). A wiring (21g) is connected to the SMA coil (21e). The wiring (21g) is inserted through to a rear end section (41) of the body tube by a wiring channel (4B) of the body tube (4), enabling the bending mechanism (21) to be driven from the outside.

(57) 要約: 先端を屈曲させて方向付けを行い、屈曲の度合いを制御して挿入困難な箇所に対して容易に挿入できるようにし、かつ検査・治療用に使用可能な低温で駆動できる、能動チューブとそのシステムを提供する。ワーキングチャネル用チューブ(21a)の外側に沿ってSMAコイ

/続葉有/



- (74) 代理人: 平山一幸 (HIRAYAMA, Kazuyuki); 〒1600022 東京都新宿区新宿2-3-10 新宿御苑ビル6階 Tokyo (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA,

SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 國際調査報告書
- 請求の範囲の補正の期限前の公開であり、補正書受領の際には再公開される。

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

ル (21e) を配線して屈曲機構 (21) を構成する。複数の錐 (22) を内蔵した外皮用チューブ (25) 内に屈曲機構 (21) を挿入する。そして、屈曲機構 (21) の先端側に先端チップ (23) を装着して能動チューブ (1) の先端部 (2) とする。また、先端部 (2) に、ワーキングチャネル用チューブ (21a) に本体チューブ (4) を連通させる。SMAコイル (21e) に配線 (21g) を接続する。この配線 (21g) は、本体チューブ (4) の配線用チャネル (4B) で本体チューブの後端部 (41) まで挿通されており、屈曲機構 (21) を外部から駆動可能にする。

明 細 書

能動チューブおよび能動チューブシステム

技術分野

本発明は、複雑な機械や配管に入り込んで検査やメンテナンスなどを行い、さらに能動カテーテルとして人体の血管や器官等に入り込んで診断又は治療などの利用に供し得る能動チューブおよび能動チューブシステムに関する。

背景技術

近年、形状記憶合金をアクチュエータとして利用した能動内視鏡が大腸などの診断用に提案されており、血管内などの狭いところにも入っていき、検査、診断又は治療を行う能動カテーテル（細い管状器具）の開発が進められている。

例えば、医療用現場においては、開腹手術を行わない、所謂非手術的な腸閉塞治療には、幽門や小腸内にチューブを通過させることができるように、様々な方法が提案されている。その例として、内視鏡にチューブの先端部を把持させた医療器具や、芯となるガイドワイヤーを挿入したチューブや、予め挿入留置するロングオーバーチューブなどがある。また、先端に錘を組み込んだチューブが広く用いられている。

図22は、先端に錘を組み込んだ従来のカテーテルの先端部を示す概略断面図である。従来の腸閉塞（イレウス）治療用のカテーテル100は、先端部のワーキングチャネル用チューブ101の外周にその長手方向に所定の間隔を開けてリング状の錘102を装着している。そして、複数の錘102の外周を外皮用チューブ103で被覆している。カテーテル100の最先端には、チップ104を装着している。他方、ワーキングチャネル用チューブ101の後端は、中空の本体チューブ105に接合している。

上記カテーテル100は、次のように使用されている。先ず、カテーテル100を鼻腔または口腔から挿入する。術者は、X線透視下においてカテーテル100の先端部が進むべき方向を判断し、カテーテル100を押し進める。カテーテ

ル100を挿入する際は、カテーテル100の先端部における錐102に作用する重力を利用する。すなわち、患者の体位を様々に変えることでカテーテル100の先端部の方向付けをする。場合によっては、術者が体外から手で押すことでカテーテル100の先端部の方向付けをすることもある。また、患者の呼吸に合わせて挿入する方法もある。

さらに、近年、形状記憶合金（Shape Memory Alloy：以下、「SMA」と記す。）を使用した能動屈曲チューブが開発されている。例えば、非特許文献1には、血管内に挿入できるようにした、MIF（Multi-function Integrated Film）触感センサーを装着した能動屈曲チューブが報告されている。この能動屈曲チューブにおいては、外皮用チューブ内に設けた細管部にSMAワイヤーを埋め込んでいる。そして、SMAワイヤーに振幅160Vでデューティ20%のパルス波を印加して駆動し、先端部を屈曲させている。この際、SMAコイルの加熱による外皮温度は、約80°Cであった。

【非特許文献1】 Hironobu Takizawa他4名 “Development of a Microfine Active Bending Catheter Equipped with MIF Tactile Sensors” IEEE International MEMS'99 Conference, 1999年1月17日

しかしながら、従来例のカテーテル100を挿入する際、器官の分岐や狭小化などで挿入が極めて困難な場合もあり、目的部位まで挿入するまで長時間を必要とする場合が少なくない。またその際に苦痛状態にある患者の体位を様々に変えなくてはならないため、術者にとっても患者にとっても負担がかかる、という課題がある。しかも、術者は経験に基づいて患者の体位を変えるので、カテーテル100の挿入箇所が極めて困難な場合には、挿入箇所に体位を合わせるために時間を要する、という課題もある。

また、カテーテル100の先端付近の臓器をX線透視下で観察するので、患者や術者は長時間X線に晒されることになり、体にも好ましくない。さらには、カテーテルの挿入箇所を術者が直視できないので、カテーテルの挿入は容易ではない、という課題もある。

また、非特許文献1の能動屈曲チューブは、先端部の屈曲ができるものの、その際のSMAワイヤー加熱による外皮温度が、体内で使用される医療機器に要求

される 41°C 以下という条件が満たされていないという課題がある。

発明の開示

そこで、本発明は、先端を屈曲させて方向付けを行い、屈曲の度合いを制御して挿入困難な箇所に対して容易に挿入できるようにし、かつ検査・治療用に使用可能な低温で駆動できる、能動チューブとそのシステムを提供することを目的とする。

上記課題を解決するために、本発明における能動チューブは、内部をワーキングチャネルとして使用するワーキングチャネル用チューブと、上記ワーキングチャネル用チューブに沿って配設した SMA コイルと、上記ワーキングチャネル用チューブと上記 SMA コイルとを一体としてその外周に装着した一以上の錐と、上記ワーキングチャネル用チューブと上記 SMA コイルとを含んで上記錐の外周を被覆した外皮用チューブと、を備えたことを特徴とする。この構成により、能動チューブの SMA コイルを駆動させて屈曲させ、能動チューブの方向付けを行え、挿入し難い場所に対する挿入性が向上するとともに、万が一 SMA コイルが作用しない場合においても従前と同様に使用できる。

また、本発明の能動チューブは、先端部と、この先端部に接合される本体チューブとからなる能動チューブにおいて、上記本体チューブに連通するワーキングチャネル用チューブと、ワーキングチャネル用チューブを支持してワーキングチャネル用チューブを屈曲させる屈曲機構と、屈曲機構の外周に装着される一または複数の錐と、この錐とともに上記屈曲機構の外周を被覆する外皮用チューブと、を上記先端部に備えており、上記屈曲機構は、ワーキングチャネル用チューブの長手方向に沿って配設した SMA コイルを備えていることを特徴とする。この構成により、能動チューブの先端部の屈曲機構を駆動させて任意の角度と方向に屈曲させることにより能動チューブの方向付けを行え、挿入し難い場所に対する挿入性が向上する。また、錐を内蔵しているので、万が一屈曲機構が動作しないような場合においても従前と同様に使用できる。

好ましくは、前記本体チューブの先端側には、本体チューブの外周に円筒の薄膜が膨張可能に被覆されており、本体チューブには、該本体チューブの軸に沿っ

て本体チューブと上記薄膜との空間に気体または液体を送るためのバルーン膨らまし用チャネルが設けられて、上記薄膜が膨張してバルーンを構成する。この構成により、本体チューブの後端からバルーン膨らまし用チャネルに空気などの気体または水や生理食塩水などの液体を挿入して、バルーンを膨らませることができる。これにより、例えば、人体の鼻腔や口腔から能動チューブを挿入して、所定の箇所においてバルーンを膨らませることができる。よって、腸内に能動チューブの先端を挿入してバルーンを膨らませることで、バルーンを腸壁に接触させ、これで腸のぜん動運動により容易に能動チューブを前方方向に移動させることができる。

好ましくは、前記先端部の前記ワーキングチャネル用チューブには、内視鏡が挿入してある。この構成により能動チューブを挿入した箇所を容易に観察することができる。

好ましくは、前記内視鏡は前記先端部に内蔵されている。この構成により、能動チューブが内視鏡と一体となっていることで、能動チューブそのものの径を小さくすることができる。

本発明の別の態様によれば、先端部と、この先端部に接合される本体チューブとからなる能動チューブは、内視鏡を備えており、上記先端部は、本体チューブに連通するワーキングチャネル用チューブと、ワーキングチャネル用チューブを支持してワーキングチャネル用チューブを屈曲させる屈曲機構と、該屈曲機構の外周を被覆する外皮用チューブと、を備えており、上記屈曲機構は、ワーキングチャネル用チューブの長手方向に沿って配設したSMAコイルを有し、本体チューブの先端にはその外周に円筒薄膜が膨張可能に被覆されており、この本体チューブにはその軸に沿って、本体チューブと上記薄膜との空間に空気または液体を送るためのバルーン膨らまし用チャネルが設けられて、上記薄膜が膨張してバルーンを構成することを特徴とする。この構成により、能動チューブの先端部の屈曲機構を駆動させて任意の角度と方向に屈曲させて能動チューブの方向付けを行うことで、挿入し難い場所に対する挿入性が向上する。また、本体チューブの後端からバルーン膨らまし用チャネルに空気などの気体または水や生理食塩水などの液体を挿入して、バルーンを膨らませることができる。これにより、例えば、

人体の鼻腔や口腔から能動チューブを挿入して、所定の箇所においてバルーンを膨らませることができるので、腸内に能動チューブの先端を挿入してバルーンを膨らませることで、バルーンを腸壁に接触させる。これで、腸のぜん動運動により容易に能動チューブを前方方向に移動させることができる。さらには、この能動チューブが内視鏡を備えていれば、腸内に能動チューブの先端部を挿入してバルーンを膨らませてバルーンをいわば一つの支点にしてワーキング用チューブ内に挿入してある内視鏡の先端部を屈曲させて、バルーンの前方周辺を容易に観察できることになる。

好ましくは、前記内視鏡の先端には、光ファイバーまたは撮像素子からなる画像入力部と、該画像入力部の前方を照らすための照明用ライトガイドまたはLEDとを備える。この構成により、能動チューブの前方を照らし、照らされたか箇所を画像入力部を介して入力して、画像を取り出すことができる。

好ましくは、前記屈曲機構は、前記ワーキングチャネル用チューブに間隔を開けて装着される一対のリンクと、一対のリンクに接合してワーキングチャネル用チューブを被覆する外皮と、を有しており、一対のリンクとワーキングチャネル用チューブの外周面とで空気層を画成して、前記SMAコイルが一対のリンクの各小径孔に挿通されて、上記空気層に架線されている。この構成により、SMAコイルへの通電により発熱するが、空気層を介して放熱しやすくなる。また、屈曲機構はワーキングチャネル用チューブ、外皮などで構成されており、空間が占める割合が多いため曲がりやすく、SMAコイルへの通電量が少なくてすむ。また屈曲機構の外皮と外皮用チューブとの間にも空気層が形成されていることと相まって、先端部に熱がこもり難く温度上昇を低下させることができる。

好ましくは、前記SMAコイルは、後リンクの第一の小径孔および前リンクの第一の小径孔に挿通されると共に前リンクの前端で折り返して、前リンクの第二の小径孔および後リンクの第二の小径孔に挿通されて架線されている。この構成により、SMAコイルの前後をリンクで固定でき、SMAコイルへの通電によりSMAコイルが形状記憶合金効果によって収縮し、先端部の屈曲動作が得られる。

好ましくは、前記SMAコイルは、前記一対のリンク間において、後リンクの

各小径孔および前リンクの各小径孔に挿通されて、複数回折り返されて配線されている。これにより屈曲機構の屈曲強度を向上させることができる。

好ましくは、前記SMAコイルは、前記一対のリンク間において、ワーキングチャネル用チューブの中心軸に対して等間隔に複数併設されている。これにより、屈曲機構として設けられる各SMAコイルによる屈曲方向が互いに異なる方向となり、各SMAコイルによる屈曲方向を相互に連関させて先端部をマルチ方向に屈曲させることができる。

好ましくは、前記本体チューブは、ワーキングチャネル用チューブに連通するワーキングチャネルと、屈曲機構のSMAコイルに接続される配線を挿通させる配線用チャネルとを、本体チューブの軸に沿って備える。この構成により、SMAコイルへの通電を行う配線を本体チューブの後端から導入でき、また、本体チューブの後端からワーキングチャネルを通して必要に応じて各種の薬剤や物を挿入できる。

本発明の能動チューブシステムは、前記能動チューブと、この能動チューブの屈曲機構を制御するコントロールボックスと、コントロールボックスに対して屈曲機構への制御情報を入力する制御入力部とからなることを特徴とする。この構成により、制御入力部を介して能動チューブの屈曲機構を駆動させることができる。

好ましくは、前記制御入力部は、グリップを形成してあるスティックに、手指で操作できるスライド式操作機構を備えたコントロールスティックである。これにより、能動チューブの屈曲機構に対して制御情報を容易に入力できる。

図面の簡単な説明

図1は、本発明を実施するための最良の形態である能動チューブシステムの構成図である。

図2は、(a)は能動チューブの先端部の分解斜視図、(b)は能動チューブの先端の断面図である。

図3は、(a)は屈曲機構の一部斜視図、(b)は屈曲機構の断面図である。

図4は、図3（b）のA-A線に沿う断面図である。

図5は、本体チューブの後端部の部分断面図である。

図6は、図1のB-B線に沿う断面図である。

図7は、本体チューブの先端側に装着されているバルーンの構造の箇所の概略断面図である。

図8は、本体チューブの先端側に装着されているバルーンの構造の箇所の概略側面図である。

図9は、コントロールボックスの機能ブロック図である。

図10は、能動チューブの先端部の屈曲状態を示した断面図である。

図11は、第二の形態に係る能動チューブシステムの概略図である。

図12は、図11の内視鏡とは別の内視鏡の一例を示す概略斜視図である。

図13は、第三の形態に係る能動チューブの概略図である。

図14は、内視鏡の一例を示す概略斜視図である。

図15は、能動チューブシステムの第一の使用形態を示す概念図である。

図16は、能動チューブシステムの第二の使用形態を示す概念図である。

図17は、パルス電圧のデューティ比に対する先端部の屈曲角を示す図である

。

図18は、温度26°Cの大気中における能動チューブの先端部の表面温度の経過時間を示す図である。

図19は、水温38°Cの水に浸した状態で、先端部を屈曲角30°に屈曲させたときの先端部の表面温度の経過時間を示す図である。

図20は、水温38°Cの水に浸した状態で、先端部を屈曲角45°に屈曲させたときの先端部の表面温度の経過時間を示す図である。

図21は、水温38°Cの水に浸した状態で、先端部を屈曲角60°に屈曲させたときの先端部の表面温度の経過時間を示す図である。

図22は、本発明の背景技術であるカテーテルの先端部の概略断面図である。

発明を実施するための最良の形態

本発明は、以下の詳細な発明及び本発明の幾つかの実施の形態を示す添付図

面に基づいて、より良く理解されるものとなろう。なお、添付図面に示す種々の実施例は本発明を特定または限定することを意図するものではなく、単に本発明の説明及び理解を容易とするためだけのものである。

以下、図面を参照して、本発明を実施するための最良の形態を説明する。なお、以下の説明においては、能動チューブが医療用能動チューブ、特に腸閉塞治療に用いられるイレウスチューブである場合を説明するが、医療用能動チューブに限られるものではない。

(第一の形態)

図1は、本発明を実施するための最良の形態である能動チューブシステムの全体の構成図である。能動チューブシステム1は、屈曲機構21を内蔵した先端部2を備えた能動チューブ3と、能動チューブ3の屈曲機構21を制御するコントロールボックス10とからなる。コントロールボックス10には、手指で操作可能なコントロールスティックなどの制御入力部10aを外部に接続している。

能動チューブ3は、屈曲機構21を内蔵して複数のリング状の錘22を装着した先端部2と、先端部2の後端に接合する本体チューブ4とからなる。

本体チューブ4の後端部41には、本体チューブ4の中心軸から後方に傾斜して、小腸などの腸に溜まった内容物を吸引するために腸内容吸引管として用いられるワーキングチャネル4Aと、配線用チャネル4Bと、本体チューブ4の先端に装着しているバルーンに空気や液体を送り込むためのバルーン膨らまし用チャネル4Cと、本体チューブ4の先端付近の通気孔に導通するペント用チャネル4Dとが接続している。

最初に、能動チューブ3について説明する。

図2は能動チューブの構造を示す図であり、(a)は能動チューブ3の先端部2の分解斜視図であり、(b)は能動チューブ3の先端の断面図である。能動チューブ3の先端側には、チューブの長手方向に屈曲機構21を内蔵した先端部2を備えている。図2(a)に示すように、能動チューブ3の先端部2は、屈曲機構21を、複数のくびれ部分にリング状の錘22を内蔵した外皮用チューブ25の後方から挿入し、前方から先端チップ23が装着される構成を有している。

ここで、後述する図3(a)(b)で説明するように、ワーキングチャネル用

チューブ 2 1 a が、屈曲機構 2 1 の所定の孔に挿通してある。

先端部 2 の先端側には、ワーキングチャネル用チューブ 2 1 a を延設して先端接合フランジ 2 a を形成する。先端接合フランジ 2 a の外周は、先端チップ 2 3 の後端接合フランジ 2 3 a に接合する。この先端チップ 2 3 は、円筒状の後端接合フランジ 2 3 a と同一径の貫通穴を形成し、先端側が滑らかな形状になっている。

また、先端部 2 の後端側には、ワーキングチャネル用チューブ 2 1 a が延設されており、後端接合フランジ 2 b を形成する。この後端接合フランジ 2 b の外周には、ジョイント用チューブ 2 4 を接合している。そして、ジョイント用チューブ 2 4 の外周に本体チューブ 4 を接合する。これにより、先端部 2 が本体チューブ 4 と接合される。

図 2 (b) に示すように、屈曲機構 2 1 の外周には、所定の間隔を開けて複数のリング状の錘 2 2 が嵌着されている。すなわち、この錘 2 2 は、上記ワーキングチャネル用チューブ 2 1 a と屈曲機構 2 1 を構成する SMA コイルとを一体としてその外周に装着されている。さらに、屈曲機構 2 1 の外周側には、複数のリング状の錘 2 2 に亘るように外皮用チューブ 2 5 が部分的に装着されている。外皮用チューブ 2 5 の先端側は、先端チップ 2 3 の後端接合フランジ 2 3 a の外周面と接合し、外皮用チューブ 2 5 の後端側は、ジョイント用チューブ 2 4 の外周面と接合する。上記リング状の錘 2 2 は例えばステンレス製であり、外皮用チューブ 2 5 は例えば薄肉シリコーンチューブなどを用いることができる。

次に、屈曲機構 2 1 の一例を説明する。図 3 及び図 4 は、屈曲機構 2 1 の構造を示す図である。

図 3において、(a) は屈曲機構 2 1 の一部斜視図であり、(b) は屈曲機構 2 1 の断面図である。図 3 (a) に示すように、前リンク 2 1 b および後リンク 2 1 c で、ワーキングチャネル用チューブ 2 1 a が支持されている。すなわち、ワーキングチャネル用チューブ 2 1 a の先端側は、前リンク 2 1 b の大径孔 2 1 d に挿通され、挿通された前端部分で先端接合フランジ 2 a を形成する。また、ワーキングチャネル用チューブ 2 1 a の後端側は、後リンク 2 1 c の大径孔 2 1 d に挿通され、挿通された後端部分は後端接合フランジ 2 b を形成し、ジョイン

ト用チューブ 24 と接合する。

図 3 (b) に示すように、螺旋状に形成した SMA コイル 21e が、後リンク 21c の第一の小径孔 21f に挿通され、前リンク 21b の第一の小径孔 21f まで必要に応じて撓みを持たせて配線される。また、SMA コイル 21e は、前リンク 21b の第一の小径孔 21f に挿通されて折り返され、前リンク 21b の第二の小径孔 21f に挿通されて、対向する後リンク 21c の第二の小径孔 21f に挿通される。そして、SMA コイル 21e の両端は、別の材質、例えば絶縁被覆付銅線でなる配線 21g に半田などで接続されている。ここで、前リンク 21b および後リンク 21c は、何れも同じ形状であり、例えば光造形法により紫外線を受光して固くなる紫外線感光樹脂で成形することができる。

また、ワーキングチャネル用チューブ 21a には、絶縁性の外皮 21j が被覆されている。外皮 21j の両端は、前リンク 21b および後リンク 21c の外周と固着される。さらに、外皮 21j の後部は、後リンク 21c とワーキングチャネル用チューブ 21a とを支持固着する接着剤 21i に当接するように、ジョイント用チューブ 24 の先端側外周に被覆されている。

図 4 は、図 3 (b) の A-A 線に沿う断面図である。図示するように、前リンク 21b および後リンク 21c は、ワーキングチャネル用チューブ 21a を挿通する大径孔 21d が一つと、SMA で作製した SMA コイル 21e を挿通する小径孔 21f が二つ穿設されている。

上記屈曲機構 21 において、SMA コイル 21e の図の上下方向の空間 2A が、前リンク 21b および後リンク 21c で囲繞されている。すなわち、空間 2A は空気層となる。このため、外皮 21j やワーキングチャネル用チューブ 21a や外皮用チューブ 25 を屈曲しやすくし、先端部 2 を放熱し易い構造とし熱がこもり難い構造としている。さらに、SMA コイル 21e の変態点温度が低い材料を使用することが好適である。例えば、変態点温度を 60°C とすればよい。これにより、発生する熱量そのものを抑え、かつ、SMA コイル 21e の周囲の空間 2A に、熱伝導させる空気層を設けることにより、通電による屈曲機構 21 の温度上昇を抑えることができる。

なお、図 3 および図 4 に示した屈曲機構 21 は、一本の SMA コイル 21e を

前リンク 2 1 b 側で一回だけ折り返した構成であるが、別に SMA コイル 2 1 e の配線の仕方はこれに限定されるものではない。例えば、一本の SMA 2 1 e を前リンク 2 1 b と後リンク 2 1 c でそれぞれ複数回折り返して配線してもよい。すなわち、前リンク 2 1 b および後リンク 2 1 c にそれぞれ穿設した各小径孔に SMA コイル 2 1 e を挿通して、複数回折り返してもよい。この構成により、先端部 2 を屈曲し易くすることができる。このとき、一本の SMA コイル 2 1 e の両端は、何れも後リンク 2 1 c の本体チューブ 4 側に出るようにするのが好ましい。

さらには、複数本の SMA コイル 2 1 e を対称的に配線してもよい。すなわち、屈曲機構 2 1 の前後方向を法線方向とする断面（図 3（b）の A-A 線の断面）において、各 SMA コイル 2 1 e 同士が、屈曲機構 2 1 の中心軸に対して互いに対称的になるように配線してもよい。例えば 3 本の SMA コイル 2 1 e を配線する場合には、各 SMA コイル 2 1 e 同士が屈曲機構 2 1 の中心軸に対して 120 度をなすように配線してもよい。この場合には、各 SMA コイル 2 1 e による各屈曲方向を相互に連関させて先端部 2 をあらゆる方向に屈曲させることができる。このとき各 SMA コイル 2 1 e は前リンク 2 1 b および後リンク 2 1 c 間で一回の折り返しでもよいし、複数回折り返してもよい。

次に、本体チューブ 4 について説明する。図 5 は本体チューブ 4 の後端部 4 1 の部分断面図、図 6 は図 1 の B-B 線に沿う断面図である。本体チューブ 4 は、長手方向に亘って、ワーキングチャネル 4 A と、配線 2 1 g を挿通する配線用チャネル 4 B とを少なくとも有する。また、使用用途に応じて、例えば第一の形態にあっては、ワーキングチャネル 4 A および配線用チャネルの他に、その他のチャネルとして一または複数の管を成形したマルチチャネル型のものでもよい。

図 6 に示すように、能動チューブ 3 が腸閉塞治療用能動チューブの場合には、本体チューブ 4 の大部分は、所定の形状のワーキングチャネル 4 A で占められており、ワーキングチャネル 4 A と本体チューブ 4 の外周との間に、ワーキングチャネル 4 A の径より小さいベント用チャネル 4 D が成形され、ベント用チャネル 4 D の両端にベント用チャネル 4 D より径の小さい配線用チャネル 4 B およびバルーン膨らまし用チャネル 4 C が成形されている。なお、本体チューブ 4 は可撓

性を有する素材で成形し、その材料として例えば、シリコーンが好適である。

ここで、配線用チャネル4 B、バルーン膨らまし用チャネル4 Cおよびベント用チャネル4 Dの各後端部4 1には、各々専用のコネクター4 B 1、4 C 1、4 D 1が装着されている。ワーキングチャネル4 Aの終端にも蓋やコネクター等が装着されていてもよい。例えば、配線2 1 gを挿通する配線用チャネル4 Bのコネクター4 B 1としては、一対の配線2 1 gに対応するモノラルジャックや二対の配線2 1 gに対応するステレオジャックなどを挙げることができる。

次に、本体チューブ4の先端側に装着されているバルーンについて説明する。

図7は本体チューブ4の先端側に装着されているバルーンの構造の箇所の概略断面図であり、図8はそのバルーンの側面図である。本体チューブ4の先端側の所定の位置には、例えば弾性の薄膜からなるバルーン4 2が装着されている。バルーン4 2の前後部分は、本体チューブ4の外周に接着剤4 2 aなどで固着されている。本体チューブ4において、バルーン4 2で被覆されている箇所には、例えば3つの注入口4 2 bが穿設されている(図8参照)。これにより、バルーン膨らまし用チャネル4 Cに通された空気などの気体や水などの液体は、図7に矢印で示すように、注入口4 2 bを通過してバルーン4 2を膨張させる。なおバルーン4 2に使用する円筒の薄膜には、例えばシリコーンゴムを用いることができる。

以下、能動チューブ3の製造方法を説明する。

先ず、先端部2の屈曲機構2 1を組み立てる。すなわち、図3(a)に示すように、ワーキングチャネル用チューブ2 1 aの先端側を延設するように前リンク2 1 bの大径孔2 1 dに挿通する。また、ワーキングチャネル用チューブ2 1 aの後端側を延設するように後リンク2 1 cを大孔径2 1 dに挿通する。必要に応じて、前リンク2 1 bおよび後リンク2 1 cとワーキングチャネル用チューブ2 1 aの外周面とは接着剤などで仮止めする。また、SMAでSMAコイル2 1 eを作製する。SMAコイル2 1 eは、例えば、素線径50~100μm、外径200~300μmのものを用いる。そして、後リンク2 1 cの第一の小径孔2 1 fにSMAコイル2 1 eの一端を挿通し、前リンク2 1 bの第一の小径孔2 1 f

に挿通する。その後、前リンク 21b の第一の小径孔 21f に挿通した SMA コイル 21e の先端を折り返して、前リンク 21b の第二の小径孔 21f に挿通し、後リンク 21c の第二の小径孔 21f に挿通する。SMA コイル 21e の両端、すなわち、後リンク 21c 側の両端を、必要に応じて別の配線と接続する。

そして、外皮 21j をワーキングチャネル用チューブ 21a の長手方向に沿って被覆し、前リンク 21b の外周と外皮 21j の先端側内周面とを接合して前リンク 21b の前側面に絶縁性の接着剤 21h を盛る。接着剤 21h でワーキングチャネル用チューブ 21a、前リンク 21b、SMA コイル 21e および外皮 21j 同士を固着する。同様にして、後リンク 21c の外周と外皮 21j の後端側内周面とを接合して後リンク 21c の後側面に絶縁性の接着剤 21i を盛る。接着剤 21i でワーキングチャネル用チューブ 21a、後リンク 21c、SMA コイル 21e（または配線 21g）および外皮 21j 同士を固着する。接着剤 21h、21i として、例えばシリコーンを用いることができる。

続いて、屈曲機構 21 の後端接合フランジ 2b の外側に、ジョイント用チューブ 24 を接続して、後端接合フランジ 2b とジョイント用チューブ 24 の前側の内周面とを絶縁性の接着剤で固定し、これで屈曲機構 21 が組み立てられる。

次に、図 2 (a) に示すように、組み立てた屈曲機構 21 を、外皮用チューブ 25 の後方から挿入し、屈曲機構 21 に先端チップ 23 を装着する。すなわち、先端チップ 23 の後端接合フランジ 23a の内周面と、ワーキングチャネル用チューブ 21a の先端接合フランジ 2a の端面とを絶縁性の接着剤で接着する。これで、能動チューブ 3 の先端部 2 が作製される。先端部 2 の大きさは、例えば、外径数 mm、長さ数十 mm である。

そして、能動チューブ 3 の先端部 2 の SMA コイル 21e の両端を、本体チューブ 4 の配線用チャネル 4B に挿通されている配線 21g と半田などで結合させる。なお、SMA コイル 21e の両端に別の配線を必要に応じて接続した場合には、この別の配線を配線 21g と結合させる。本体チューブ 4 と先端部 2 とを連通させて、ジョイント用チューブ 24 の後端端面と本体チューブ 4 の前側の内周面とを絶縁性の接着剤で接着することにより能動チューブ 3 が完成する。

次に、コントロールボックス 10 を説明する。

図9はコントロールボックス10の機能ブロック図である。コントロールボックス10は、能動チューブ3の先端部2に内蔵されている屈曲機構21を制御する。この制御により先端部2を屈曲させる。例えば、図9に示すように、コントロールボックス10は、ポテンショメータを内蔵したコントロ尔斯ティックなどからなる制御入力部10aと、制御入力部10aからの入力信号を受けて屈曲機構21に対して制御信号を出力する制御部10bと、制御部10bに対して電源供給を行う電源部10cとを有する。ここで、制御入力部10aは、例えば、手のひらで容易に掴めるようにグリップを形成してあるスティック10Aに、手指でレバー10Bを移動することで入力可能なスライド式操作機構を備えたコントロ尔斯ティックである。また、制御部10bはマイクロコンピュータなどで構成され、電源部10cは乾電池などで構成される。

SMAコイル21eへの通電は、その一端に接続された直流電源10dからの通電量を制御素子10eにより制御する。この直流電源10dとしては乾電池、制御素子10eとしてはパワートランジスターを用いることができる。

なお、コントロールボックス10の制御入力部10aの代わりに、コントロールボックス10に内蔵された入力部10fを用いてもよい。

特に、屈曲機構21に対する制御方式として、パルス幅変調(PWM: pulse Width Modulation)方式を用いることができる。PWM方式を採用することにより、SMAコイル21eへの通電時間と通電していない時間とを繰り返して、SMAコイル21eへの通電による加熱時と放熱時とを繰り返す。これにより、SMAコイル21eの温度を抑制し、屈曲機構21、ひいては先端部2そのものの温度を抑制できる。また、通電の時間サイクルのデューティ比を変えることで、一サイクルでの通電量を変化させて屈曲機構21の屈曲角を制御することができる。

以上のように構成された能動チューブシステム1は次のように動作する。

図10は、コントロールボックス10の制御入力部10aとしてのコントロ尔斯ティックのレバー10Bを操作して、能動チューブ3の先端部2の屈曲状態を示した断面図である。コントロ尔斯ティックのレバー10Bを操作して、コントロールボックス10の制御部10bに入力し、その入力に応じて制御素子1

0 e を制御する。制御素子 10 e は、SMAコイル 21 e への一サイクルでの通電量を変化させる。これにより、SMAコイル 21 e の通電量に対応して、屈曲機構 21 が作用し先端部 21 の屈曲角が一定に保たれる。

ここで、SMAコイル 21 e は通電により発熱するが、図 10 に示すように、屈曲機構 21 は、ワーキングチャネル用チューブ 21 a と外皮 21 j と、前後を前リンク 21 b および後リンク 21 c で囲繞された空間 2A 内が空気で占められ、さらに、外皮 21 j と外皮用チューブ 25との間の空間 2B にも空気が占められた、すなわち空間 2A、2B からなる空気層を有している。したがって、先端部 2 の内部に空間 2A、2B を持たせて、外皮 21 j やワーキングチャネル用チューブ 21 a や外皮用チューブ 25 を屈曲しやすくし、先端部 2 を放熱し易い構造としている。また、SMAコイル 21 e の材料を変態点が低いもの、例えば 60 °C のものを用いる。これにより、発生する熱量そのものを抑え、かつ、空気層による放熱効果により、SMAコイル 21 e への通電による屈曲機構 21 の温度上昇を低下させることができる。

(第二の形態)

次に、本発明の第二の実施形態に係る能動チューブシステムについて説明する。

図 11 は、第二の形態に係る能動チューブシステムの概略図である。第二の形態に係る能動チューブシステム 1a は、能動チューブ 3a と表示装置 3A からなる。能動チューブ 3a は、第一の形態に係る能動チューブ 3 のワーキングチャネル用チューブ 21 a に、内視鏡 5 を、本体チューブ 4 のワーキングチャネル 4A から挿入したものである。この第二の形態においては、内視鏡 5 の先端側は能動チューブ 3a の先端部 2 に固着されない。すなわち、内視鏡 5 は、本体チューブ 4 を介して先端部 2 に挿脱できるようにしたものである。

これにより、内視鏡 5 を本体チューブ 4 を介して先端部 2 に挿入し、必要に応じて内視鏡 5 のみを抜き取り、薬剤を挿入したり先端部 2 から内容物を吸い出したりすることができる。また、内視鏡 5 を必要に応じて洗浄などの処理を行い再利用することができる。

図 12 は、図 11 の内視鏡 5 とは別の内視鏡の一例を示す概略斜視図である。

図12に示した内視鏡51の前側面には、光ファイバーまたはCCD（Charge Coupled Device）のような撮像素子などからなる画像入力部5aと、画像入力部5aの前方を照らす複数の照明用ライトガイド5bとを備える。また、内視鏡51には別途作業用のチャネル5cが備わっていてもよい。また、内視鏡51には画像入力部5aの画面を洗浄するために生理食塩水を導入する導入管が備わっており、内視鏡51の前側面には導入管の先端に当る噴射口5dが備わっていてもよい。ここで、照明用ライトガイド5bの代わりにLED（Light Emitting Diode）でもよい。

（第三の形態）

次に、本発明の第三の実施形態に係る能動チューブシステムについて説明する。

図13は、第三の形態に係る能動チューブの概略図である。第三の形態に係る能動チューブ3bは、第一の形態に係る能動チューブ3のワーキングチャネル用チューブ21aに、内視鏡6を挿通し、内視鏡6の先端を能動チューブ3bの先端チップ23Aに固着したものである。先端チップ23Aの内周には、内視鏡6と係合する係合部を有する。この係合部は、例えば、先端チップ23Aの先端を軸側に鍔23Bを延設して成形される。先端チップ23Aの係合部は、内視鏡6の係合部、例えば凹部61と係合して、内視鏡6を先端チップ23Aから脱離できないようにする。

図14は、内視鏡6の一例を示す概略斜視図である。内視鏡6の前側面には、CCDのような撮像装置などからなる画像入力部6aと、画像入力部6aの前方を照らす複数のLED6bとを備える。また、内視鏡6には別途作業用のチャネル（図示せず）が備わっていてもよく、画像入力部6aの画面を洗浄するために生理食塩水を導入する導入管が備わって、内視鏡6の前側面には導入管の先端に当る噴射口6dが備わっていてもよい。

ここで、画像入力部6aはCCDではなく、第二の形態のように、光ファイバーを用いて、外部に画像を取り出してもよい。また、LED6bの代わりに第二の形態のように、照明用ライトガイドを有しており、外部からの光を照明用ライトガイドが導いて画像入力部6a前方を照らすようにしてもよい。なお、内視鏡

6を先端チップ² 3 Aで固定する際には、内視鏡6および先端チップ² 3 Aに係合部を設けたが、接着剤などで固着してもよい。

以上の第二の形態および第三の形態における内視鏡としては、例えば、直径3～10mmの径のものや、それより細い、例えば2.5mmの極細のものが挙げられる。

以下、能動チューブシステムの使用形態について説明する。ここでは、特に腸閉塞治療に用いる場合を念頭において説明する。

図15は、能動チューブシステムの第一の使用形態を示す概念図である。図では、鼻腔または口腔から能動チューブ3a, 3bを挿入して体内に推し進められて胃11の出口である幽門部11aを通過させる場合を示している。この幽門部11aは、非常に小さく挿入困難な場所である。内視鏡を挿入した能動チューブ3a, 3bの場合には、術者が内視鏡5, 51, 6の先端の画像入力部5a, 6aからの画像を表示装置3Aなどで観察しながら、コントロールボックス10の制御入力部10aを操作する。制御入力部10aの操作により、能動チューブ3の先端部2が屈曲する。

例えば、コントロールスティックのレバー10Bを移動させることで、図に矢印で示すように、能動チューブ3の先端部2の屈曲角を自由に変えることができる。そして、能動チューブ3の先端部2を屈曲させて、先端部2を幽門部11aに向けて能動チューブ3a, 3bを押し進め、十二指腸12内に挿入することが容易になる。

図16は、能動チューブシステムの第二の使用形態を示す概念図である。同図は、能動チューブ3a, 3bを胃11からさらに腸内に挿入された状態を示している。能動チューブ3a, 3bの先端部2の後側で本体チューブ4の前側に装着されているバルーン42を膨らまし、腸壁13aにバルーン42を接触させる。このバルーン42が腸壁13aに接触することで、能動チューブ3a, 3bの先端側が固定される。

この状態で、第一の使用形態で説明したように、術者が内視鏡5, 51, 6の先端の画像入力部5a, 6aからの画像を表示装置3Aなどで観察しながら、コントロールボックス10の制御入力部10aを操作する。このため、制御入力部

10aの操作により、能動チューブ3a, 3bの先端部2が屈曲する。例えば、コントロールスティックのレバー10Bを移動させることで、矢印で示すように、能動チューブ3の先端部2の屈曲角を自由に変えることができる。これで、術者は腸壁13aを意のままに観察できる。また、腸のぜん動運動により、バルーン42を腸内の前方側に進ませることができる。

このように、能動チューブ3a, 3bは、バルーン42を装着した本体チューブ4と、屈曲機構21を内蔵した先端部2とを接合するとともに、光ファイバーやCCDなどの撮像素子からなる画像入力部5a, 6aを先端部2に内蔵しているので、腸内観察用の内視鏡として用いることができる。

なお、第一の使用形態および第二の使用形態においては、内視鏡を挿入してある能動チューブ3a, 3bを前提に説明したものの、内視鏡が挿入されていない能動チューブ3においても、X線透過画像を併用することで同様に使用することもできる。

また、以上的第一乃至第三の形態においては、先端部2内の屈曲機構21は一本のSMAコイル21eからなるが、屈曲機構21の断面に対して複数本のSMAコイル21eを対称的に配置して、各SMAコイル21eへの通電加熱を行うことで、全方向に先端部2を屈曲させることができる。この場合には、制御入力部10aは、例えば、SMAコイル21eの本数と同数のスライド式制御機構をコントロールスティックに設けることで実現できる。

(第四の形態)

次に、第四の形態について図16を参照して説明する。

第四の形態は、第二の形態における能動チューブ3aや第三の形態における能動チューブ3bの先端部2に複数の錘22を設けないものである。すなわち、能動チューブ3は、屈曲機構21を内蔵した先端部2と、先端部2の後端に接合する本体チューブ4とからなっており、内視鏡5, 51, 6を、本体チューブ4のワーキングチャネル4Aおよび先端部2のワーキングチャネル用チューブ21aに挿入してあるものである。屈曲機構21や本体チューブ4の構成は、他の形態と同様である。

【実施例】

次のようにイレウス用の能動カテーテルを作製した。

素線径 $50\sim100\mu m$ のニッケル・チタン系SMAを用いて、外径 $200\sim300\mu m$ のSMAコイル $21e$ を作製して屈曲機構 21 を組み立て、先端部 2 を作製した。このとき、先端部 2 の長さは約 $40mm$ 、外径 $6mm$ であった。そして、本体チューブ 4 に先端部 2 を接合した。屈曲機構 21 は、ピーク電圧 $16.5V$ 、パルス周期 $86.2Hz$ のパルス電圧で駆動して、デューティ比を変化させて先端部 2 を屈曲させた。

図17は、パルス電圧のデューティ比に対する先端部 2 の屈曲角を示す図である。屈曲角は、本体チューブ 4 の延長線と先端部 21 とのなす角である。各デューティ比に対し、屈曲機構 21 が作動し先端部 2 が屈曲するまでの時間は一秒以内であった。また、コントロールスティックのレバー $10B$ を元に戻すことで、先端部 2 は、本体チューブ 4 の延長線上に位置する。

図17から分かるように、デューティ比が 40% で、最大 110° まで屈曲できた。このとき曲率半径は約 $20mm$ であった。また、本体チューブ 4 およびワーキングチャネル用チューブ $21a$ に、直徑 $1.14mm$ のガイドワイヤーを通したままでも、先端部 2 を屈曲できることを確認した。

図18は、温度 $26^\circ C$ の大気中における能動チューブ 3 の先端部の表面温度の経過時間を示す図である。所定のデューティ比に固定して屈曲角が 30° 、 45° 、 60° となるようにSMAコイル $21e$ に通電させて、先端部 2 の外皮用チューブ 25 の表面温度を熱電対で測定したものである。熱電対は、SMAコイル $21e$ の輻射熱を直接受ける箇所とし、具体的には錘 22 の間の外皮用チューブ 25 に当接させた。図から明らかなように、通電開始から表面温度が $41^\circ C$ を越える時間は、屈曲角が 30° 、 45° 、 60° の場合に、それぞれ、 60 秒、 40 秒、 25 秒であることが分かる。

さらに、能動チューブ 3 を腸閉塞治療用能動チューブとして使用する場合を想定し、すなわち、使用される箇所が胃や腸内であり食物などの残渣などがあることを想定して、水温 $38^\circ C$ の水に浸した状態での能動チューブの表皮温度も確認した。

図19～図21は、水温 $38^\circ C$ の水に浸した状態で、先端部 2 の屈曲角として

、それぞれ、30°、45°、60°に屈曲させたときの先端部2の表面温度の経過時間を示す図である。これらの図から判るように、屈曲角30°では表面温度は約41°Cで一定し、屈曲角45°では表面温度は約42°Cで一定する。また、屈曲角60°では、一分以上屈曲状態を保っても約44°Cまで上昇しない。これは、能動チューブ3の先端部2の最表面には、大気より熱伝導性の良い水が存在することで、熱効率が向上したためと考えられる。これにより、屈曲角30°においては、表面温度は、約41°C以下となり、十分に治療用に使用可能であることが分かった。

以上説明した各種の実施の形態は本発明を実施するための一例に過ぎず、本発明は特許請求の範囲に記載した範囲内で種々の変更が可能であり、これらも本発明の範囲に含まれることはいうまでもない。

産業上の利用可能性

本発明の能動チューブによれば、能動チューブの先端を容易に任意の方向と角度に屈曲させて能動チューブの方向付けを行え、挿入し難い場所にも挿入し易くなる。また、先端部に錘を内蔵してある場合には、錘の重力作用により従前の使用も行える。一方で、内視鏡を備えており、本体チューブにバルーンが装着してある場合には、能動チューブを挿入しながら、挿入箇所を観察することができる。

また、屈曲機構内およびその周辺を放熱し易い構成としたことから、屈曲機構のSMAコイルへの通電により熱が生じるが容易に放熱でき、能動チューブの先端の温度上昇を抑えることができる。

また、本体チューブに装着したバルーンを膨らませ、ワーキングチャネルに内視鏡を挿入することで、例えば腸内観察の医療器具としても用いることができる。さらに、本発明の能動チューブシステムによれば、コントローラを介して能動チューブの屈曲機構を容易に駆動させることができる。

請求の範囲

1. 内部をワーキングチャネルとして使用するワーキングチャネル用チューブと、

上記ワーキングチャネル用チューブに沿って配設したSMAコイルと、

上記ワーキングチャネル用チューブと上記SMAコイルとを一体としてその外周に装着した一以上の錘と、

上記ワーキングチャネル用チューブと上記SMAコイルとを含んで上記錘の外周を被覆した外皮用チューブと、を備えたことを特徴とする能動チューブ。

2. 先端部と、該先端部に接合される本体チューブとからなる能動チューブにおいて、

上記本体チューブに連通するワーキングチャネル用チューブと、

該ワーキングチャネル用チューブを支持して該ワーキングチャネル用チューブを屈曲させる屈曲機構と、

上記屈曲機構の外周に装着される一または複数の錘と、

上記錘とともに上記屈曲機構の外周を被覆する外皮用チューブと、を上記先端部に備えており、

上記屈曲機構は、上記ワーキングチャネル用チューブの長手方向に沿って配設したSMAコイルを含むことを特徴とする能動チューブ。

3. 前記本体チューブの先端側には、前記本体チューブの外周に円筒の薄膜が膨張可能に被覆されており、

前記本体チューブには、該本体チューブの軸に沿って、本体チューブと上記薄膜との空間に気体または液体を送るためのバルーン膨らまし用チャネルが設けられて、上記薄膜が膨張してバルーンを構成することを特徴とする、請求項2に記載の能動チューブ。

4. 前記先端部の前記ワーキングチャネル用チューブに、内視鏡が挿入されることを特徴とする、請求項2に記載の能動チューブ。

5. 前記先端部に、前記内視鏡が内蔵されていることを特徴とする、請求項2に記載の能動チューブ。

6. 先端部と、該先端部に接合される本体チューブとからなる能動チューブにおいて、

内視鏡を備えており、

上記先端部は、上記本体チューブに連通するワーキングチャネル用チューブと、該ワーキングチャネル用チューブを支持して該ワーキングチャネル用チューブを屈曲させる屈曲機構と、該屈曲機構の外周を被覆する外皮用チューブと、を備え、

上記屈曲機構は、上記ワーキングチャネル用チューブの長手方向に沿って配設したSMAコイルを備え、

上記本体チューブの先端には、上記本体チューブの外周に円筒薄膜が膨張可能に被覆されており、上記本体チューブには、該本体チューブの軸に沿って、前記本体チューブと上記薄膜との空間に空気または液体を送るためのバルーン膨らまし用チャネルが設けられて、上記薄膜が膨張してバルーンを構成することを特徴とする能動チューブ。

7. 前記内視鏡の先端には、光ファイバーまたは撮像素子からなる画像入力部と、該画像入力部の前方を照らすための照明用ライトガイドまたはLEDとを備えることを特徴とする、請求項4～6の何れかに記載の能動チューブ。

8. 前記屈曲機構は、

前記ワーキングチャネル用チューブに間隔を開けて装着される一対のリンクと、

該一対のリンクに接合して前記ワーキングチャネル用チューブを被覆する外皮と、を有しており、

前記一対のリンクと前記ワーキングチャネル用チューブの外周面とで空気層を画成して、前記SMAコイルが、前記一対のリンクの各小径孔に挿通されて、上記空気層に架線されていることを特徴とする、請求項2または6に記載の能動チューブ。

9. 前記SMAコイルは、後リンクの第一の小径孔および前リンクの第一の小径孔に挿通され、上記前リンクの前端で折り返して、上記前リンクの第二の小径孔および上記後リンクの第二の小径孔に挿通して架線されていることを特

徴とする、請求項 8 に記載の能動チューブ。

10. 前記 SMA コイルは、前記一対のリンク間において、後リンクの各小径孔および前リンクの各小径孔に挿通して、複数回折り返されて配線されていことを特徴とする、請求項 8 に記載の能動チューブ。

11. 前記 SMA コイルは、前記一対のリンク間において、前記ワーキングチャネル用チューブの中心軸に対して、等間隔に複数併設されていることを特徴とする、請求項 8 に記載の能動チューブ。

12. 前記本体チューブは、前記ワーキングチャネル用チューブに連通するワーキングチャネルと、前記屈曲機構の SMA コイルに接続される配線を挿通させる配線用チャネルとを、前記本体チューブの軸に沿って備えることを特徴とする、請求項 2 または 6 に記載の能動チューブ。

13. 能動チューブと、該能動チューブの屈曲機構を制御するコントロールボックスと、該コントロールボックスに対して上記屈曲機構への制御情報を入力する制御入力部と、からなる能動チューブシステムであって、

上記能動チューブは、先端部と、該先端部に接合される本体チューブとからなり、

上記本体チューブに連通するワーキングチャネル用チューブと、
該ワーキングチャネル用チューブを支持して該ワーキングチャネル用チューブを屈曲させる屈曲機構と、

上記屈曲機構の外周に装着される一または複数の錘と、

上記錘とともに上記屈曲機構の外周を被覆する外皮用チューブと、を上記先端部に備えており、

上記屈曲機構は、上記ワーキングチャネル用チューブの長手方向に沿って配設した SMA コイルを含むことを特徴とする、能動チューブシステム。

14. 前記本体チューブの先端側には、前記本体チューブの外周に円筒の薄膜が膨張可能に被覆されており、

前記本体チューブには、該本体チューブの軸に沿って、本体チューブと上記薄膜との空間に気体または液体を送るためのバルーン膨らまし用チャネルが設けられて、上記薄膜が膨張してバルーンを構成することを特徴とする、請求項 13 に

記載の能動チューブシステム。

15. 前記先端部の前記ワーキングチャネル用チューブに、内視鏡が挿入されることを特徴とする、請求項13に記載の能動チューブシステム。

16. 前記先端部に、前記内視鏡が内蔵されていることを特徴とする、請求項13に記載の能動チューブシステム。

17. 能動チューブと、該能動チューブの屈曲機構を制御するコントロールボックスと、該コントロールボックスに対して上記屈曲機構への制御情報を入力する制御入力部と、からなる能動チューブシステムであって、

上記能動チューブは、先端部と、該先端部に接合される本体チューブとからなり、内視鏡を備えており、

上記先端部は、上記本体チューブに連通するワーキングチャネル用チューブと、該ワーキングチャネル用チューブを支持して該ワーキングチャネル用チューブを屈曲させる屈曲機構と、該屈曲機構の外周を被覆する外皮用チューブと、を備え、

上記屈曲機構は、上記ワーキングチャネル用チューブの長手方向に沿って配設したSMAコイルを備え、

上記本体チューブの先端には、上記本体チューブの外周に円筒薄膜が膨張可能に被覆されており、上記本体チューブには、該本体チューブの軸に沿って、前記本体チューブと上記薄膜との空間に空気または液体を送るためのバルーン膨らまし用チャネルが設けられて、上記薄膜が膨張してバルーンを構成することを特徴とする、能動チューブシステム。

18. 前記内視鏡の先端には、光ファイバーまたは撮像素子からなる画像入力部と、該画像入力部の前方を照らすための照明用ライトガイドまたはLEDとを備えることを特徴とする、請求項15～17の何れかに記載の能動チューブシステム。

19. 前記屈曲機構は、

前記ワーキングチャネル用チューブに間隔を開けて装着される一対のリンクと、
該一対のリンクに接合して前記ワーキングチャネル用チューブを被覆する外皮

と、を有しており、

前記一対のリンクと前記ワーキングチャネル用チューブの外周面とで空気層を画成して、前記SMAコイルが、前記一対のリンクの各小径孔に挿通されて、上記空気層に架線されていることを特徴とする、請求項13または17に記載の能動チューブシステム。

20. 前記SMAコイルは、後リンクの第一の小径孔および前リンクの第一の小径孔に挿通され、上記前リンクの前端で折り返して、上記前リンクの第二の小径孔および上記後リンクの第二の小径孔に挿通して架線されていることを特徴とする、請求項19に記載の能動チューブシステム。

21. 前記SMAコイルは、前記一対のリンク間において、後リンクの各小径孔および前リンクの各小径孔に挿通して、複数回折り返されて配線されていることを特徴とする、請求項19に記載の能動チューブシステム。

22. 前記SMAコイルは、前記一対のリンク間において、前記ワーキングチャネル用チューブの中心軸に対して、等間隔に複数併設されていることを特徴とする、請求項19に記載の能動チューブシステム。

23. 前記本体チューブは、前記ワーキングチャネル用チューブに連通するワーキングチャネルと、前記屈曲機構のSMAコイルに接続される配線を挿通させる配線用チャネルとを、前記本体チューブの軸に沿って備えることを特徴とする、請求項13または17に記載の能動チューブシステム。

24. 前記制御入力部は、グリップを形成してあるスティックに、手指で操作できるスライド式操作機構を備えたコントロールスティックであることを特徴とする、請求項13または17に記載の能動チューブシステム。

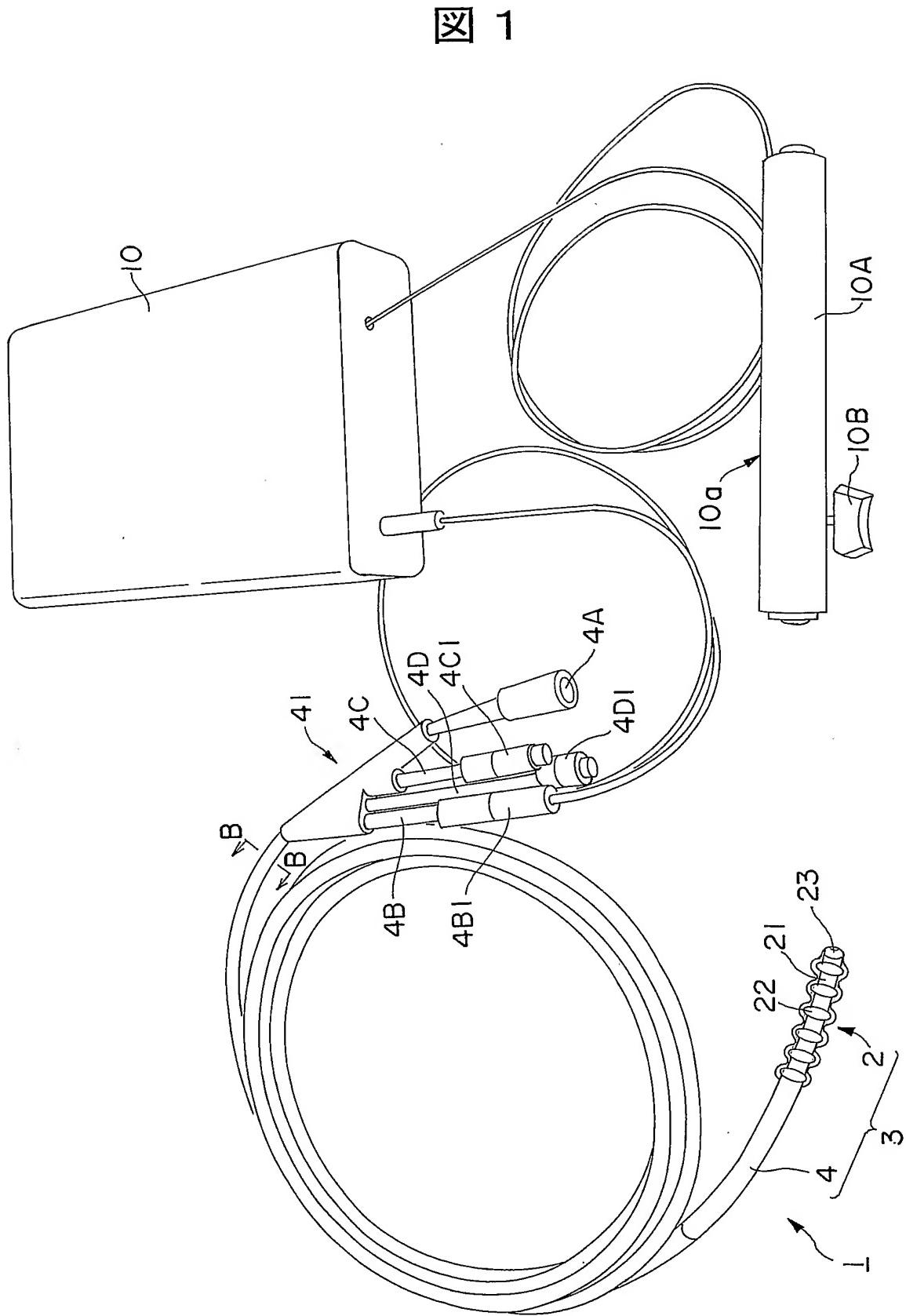


図 2

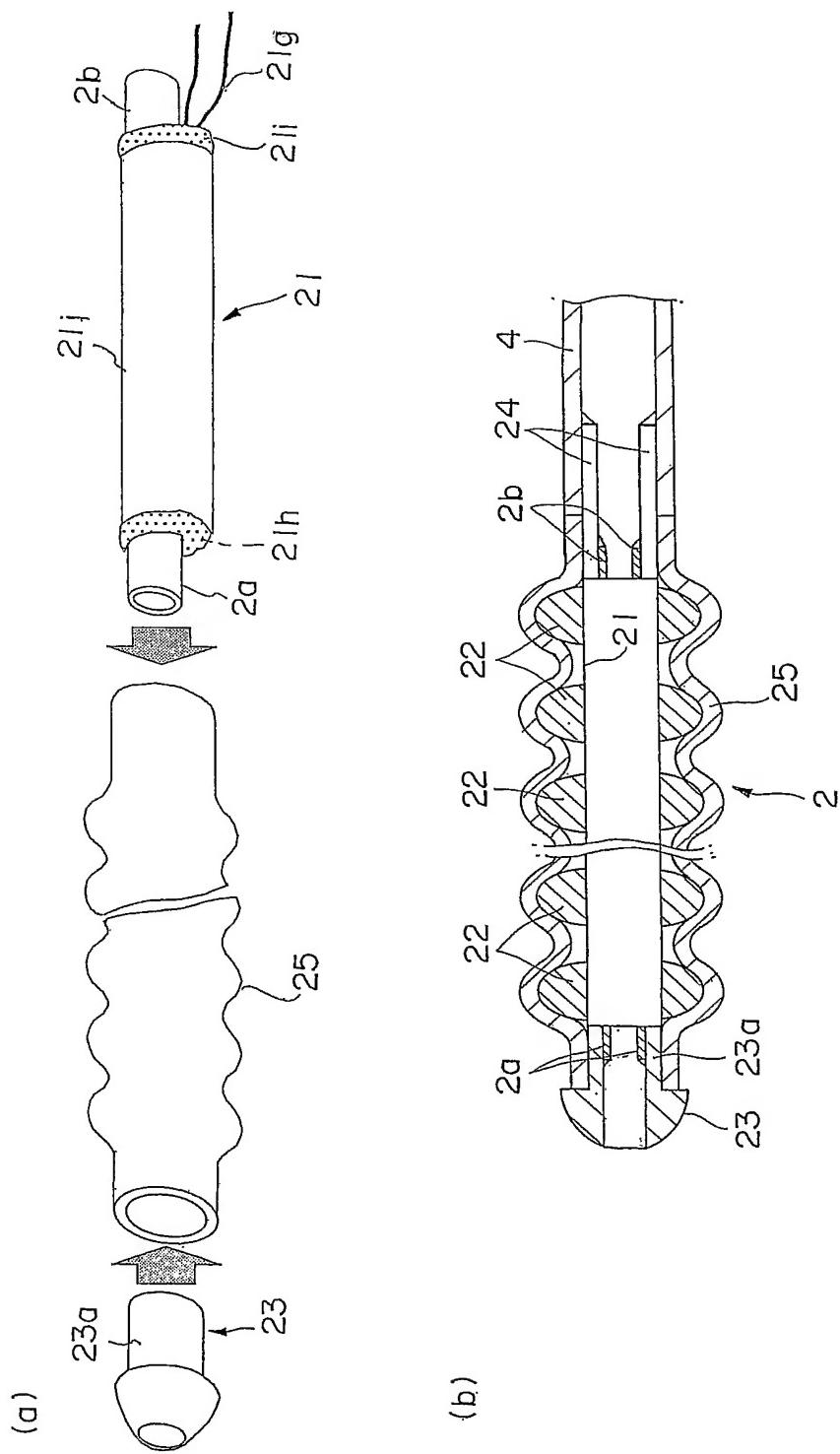
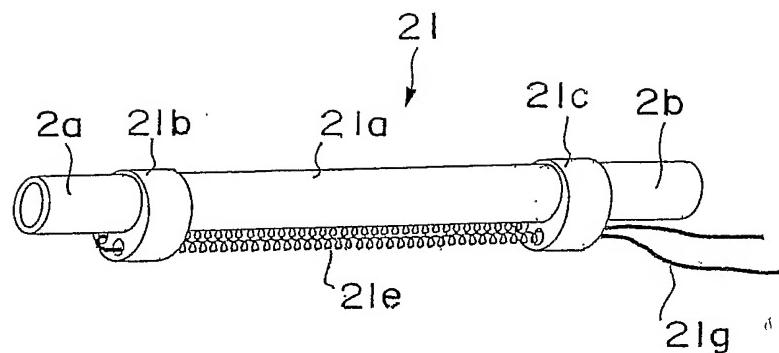


図 3

(a)



(b)

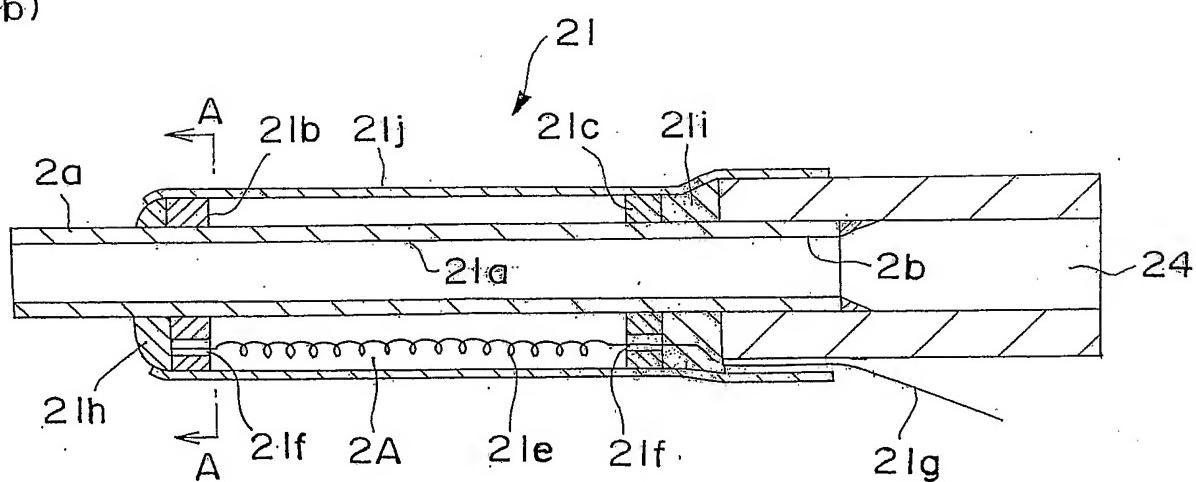


図 4

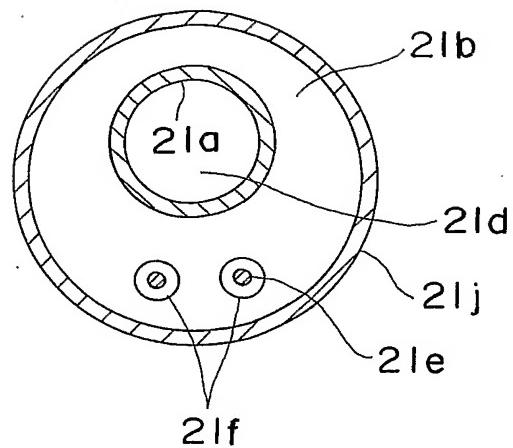


図 5

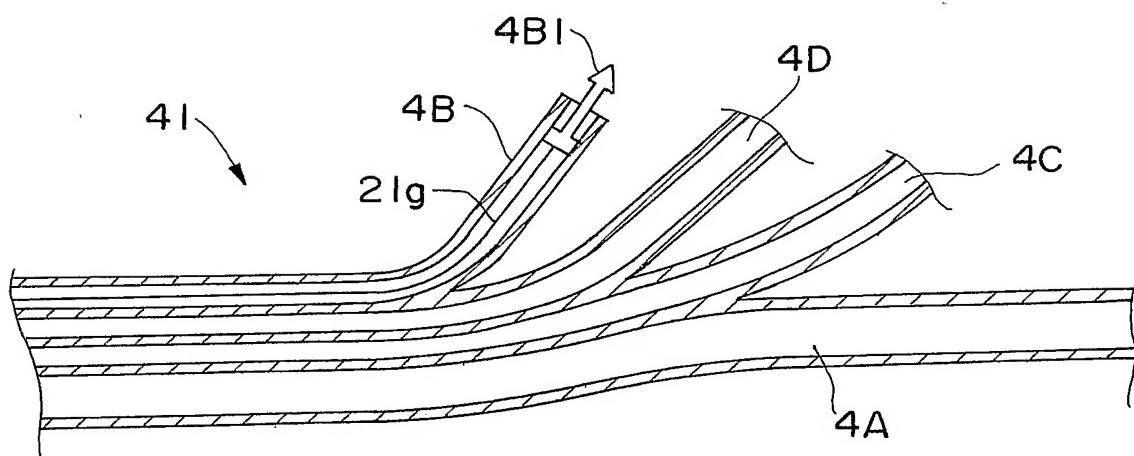


図 6

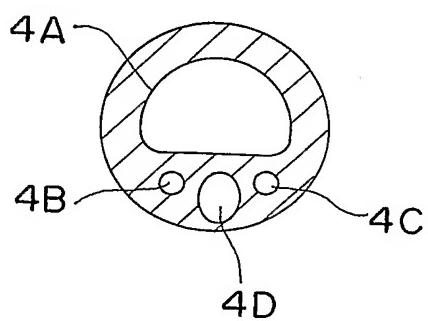


図 7

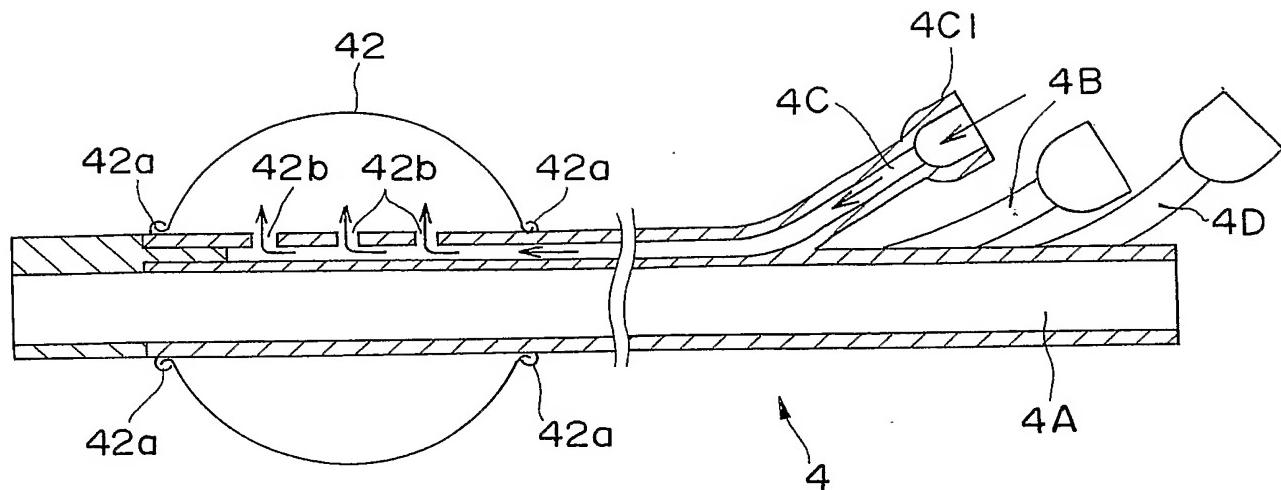


図 8

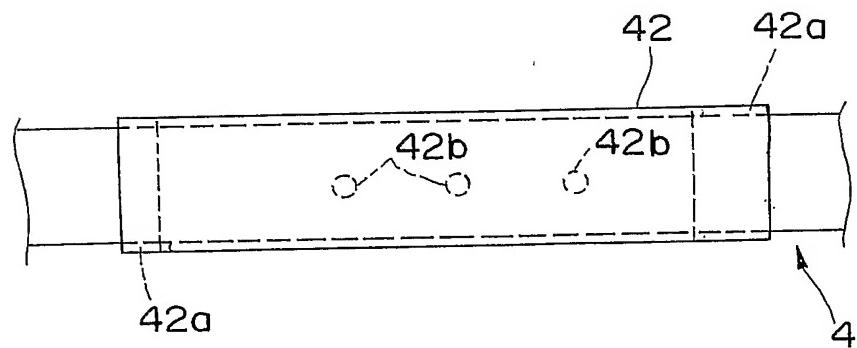


図 9

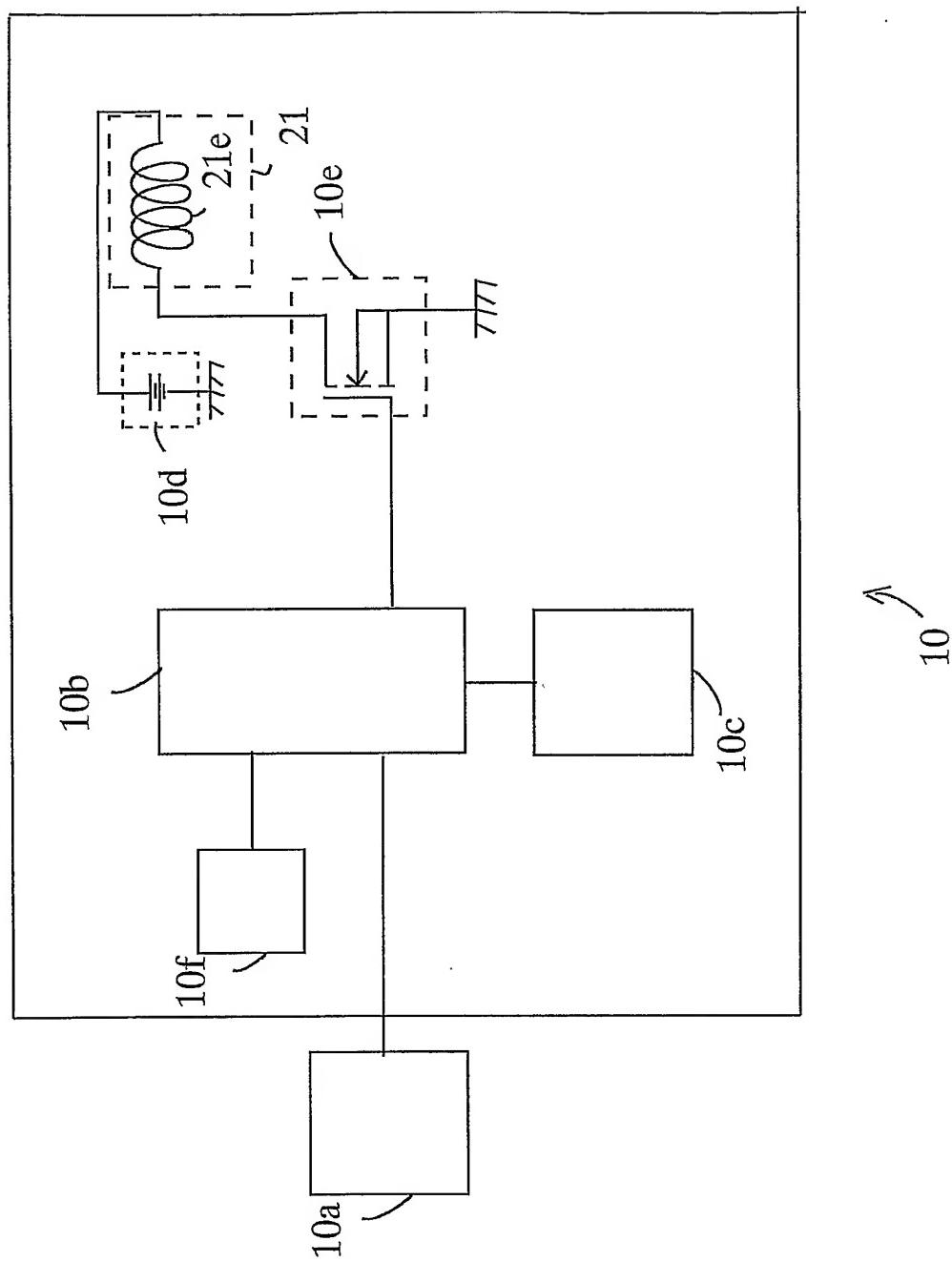


図 1 O

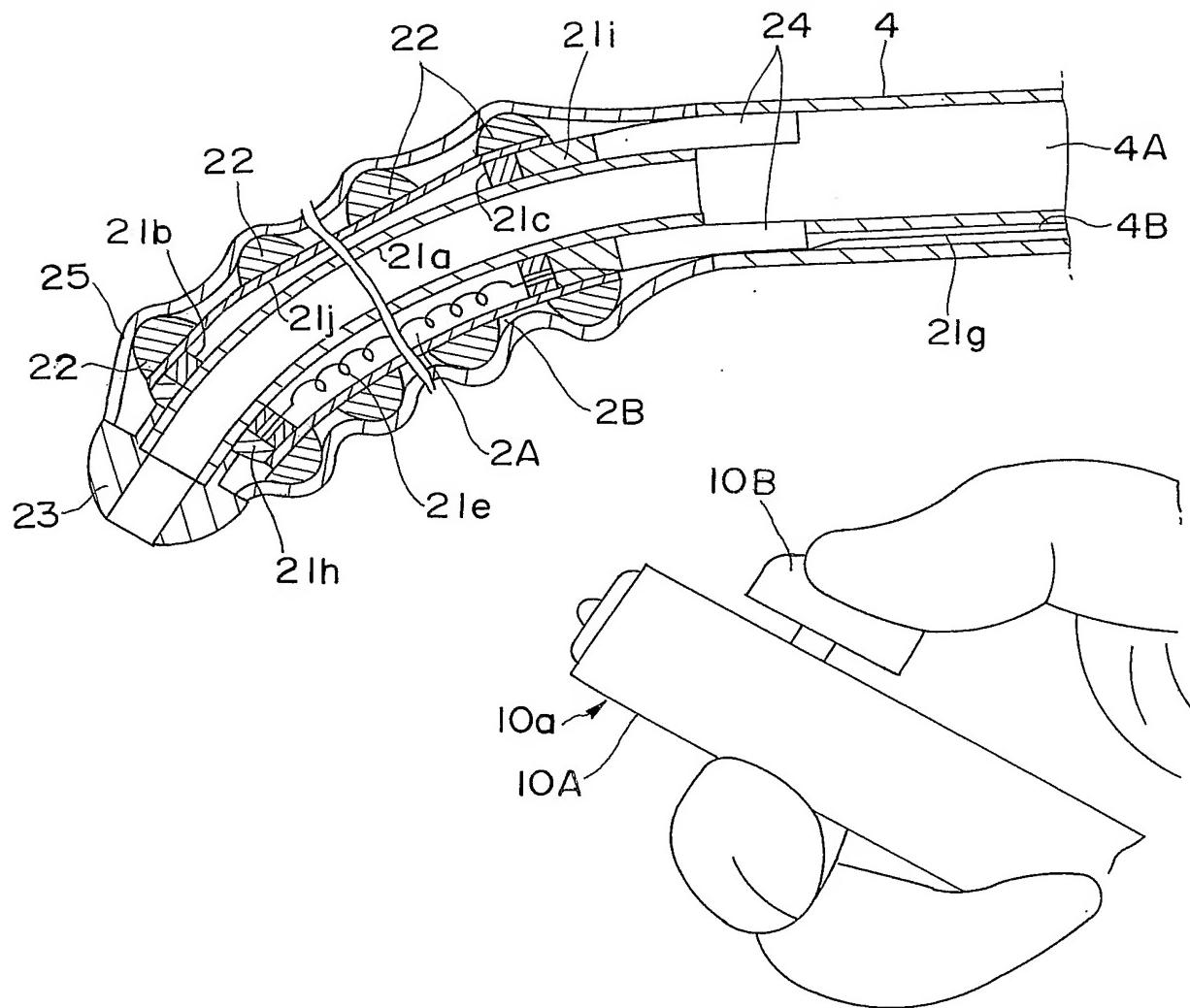


図 1 1

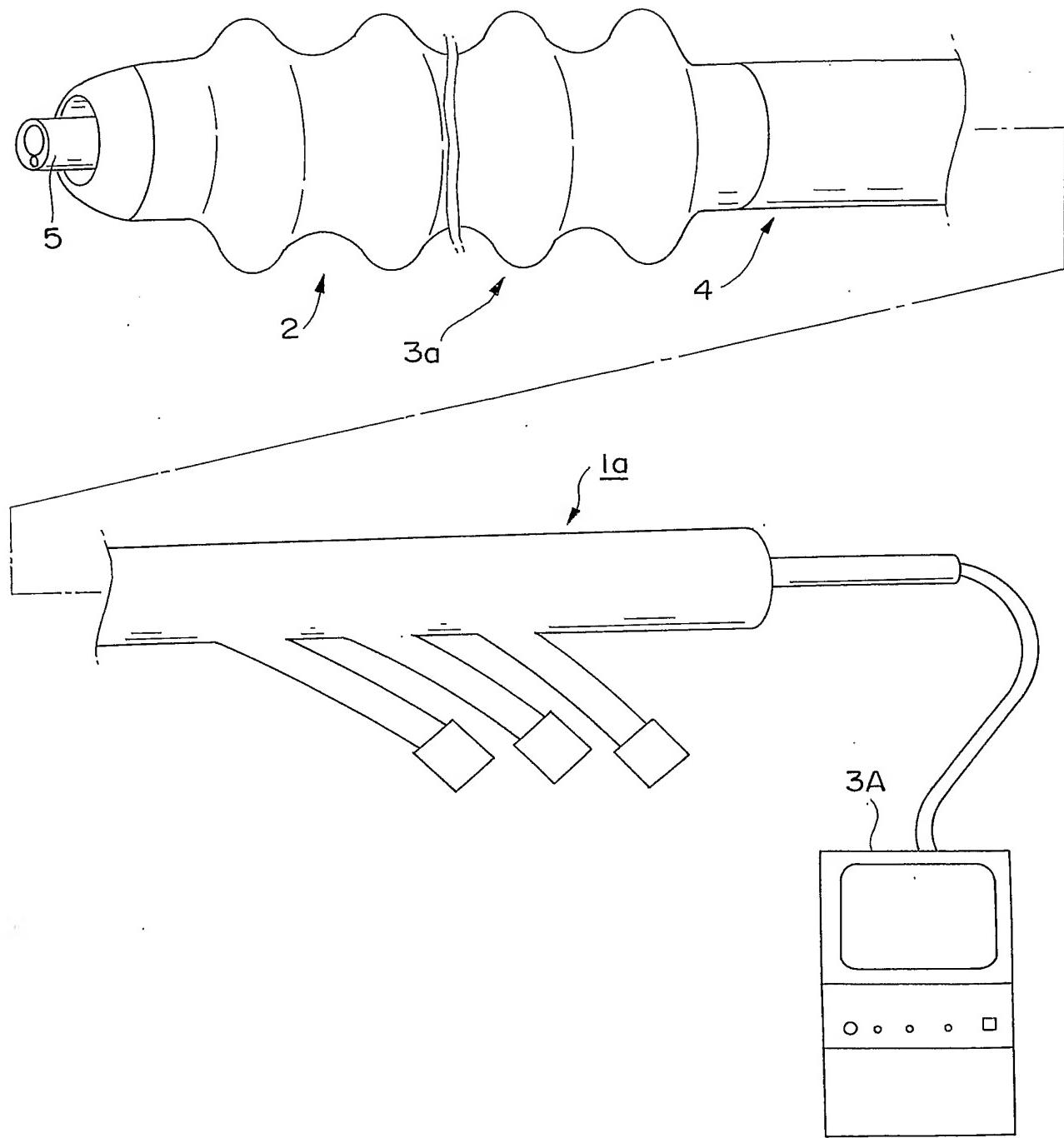


図 1 2

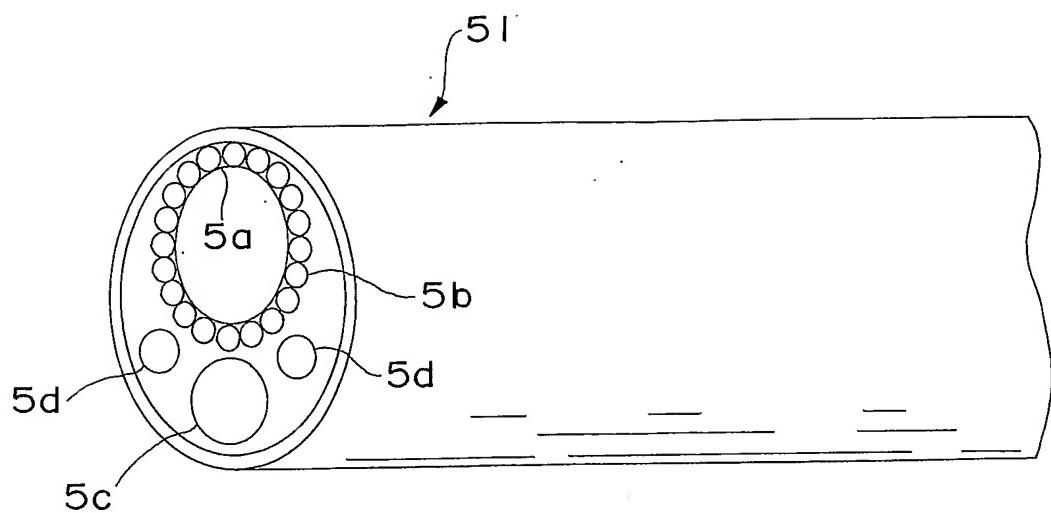


図 1 3

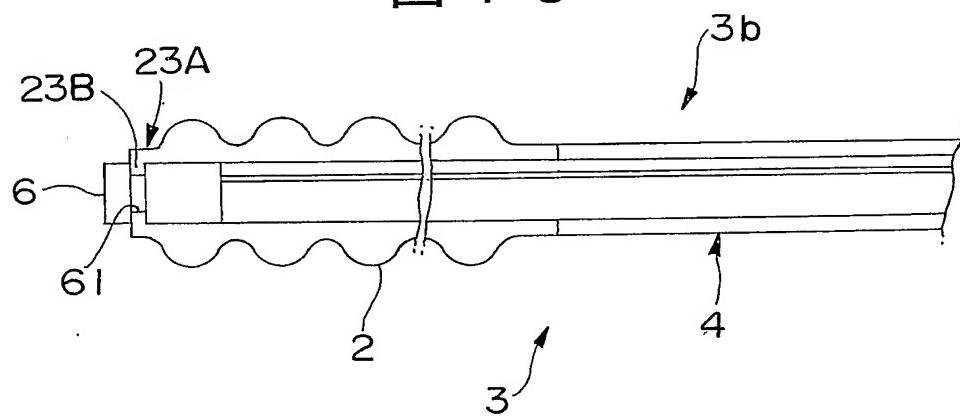


図 1 4

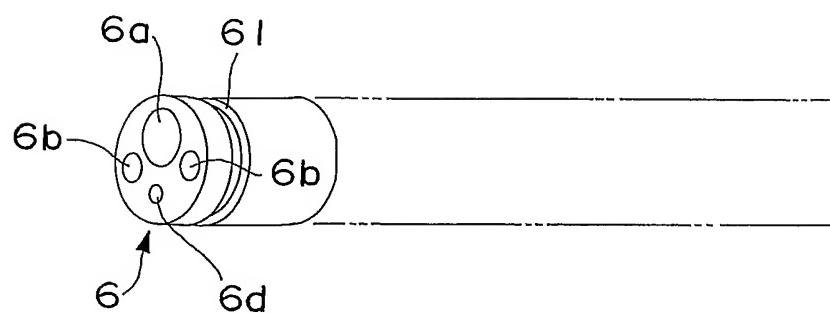


図 1 5

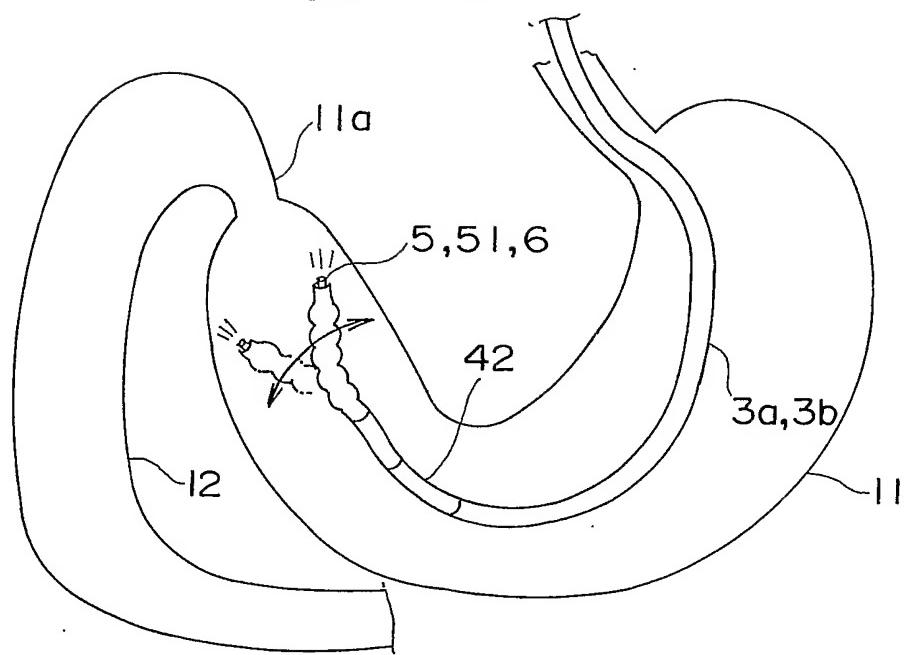


図 1 6

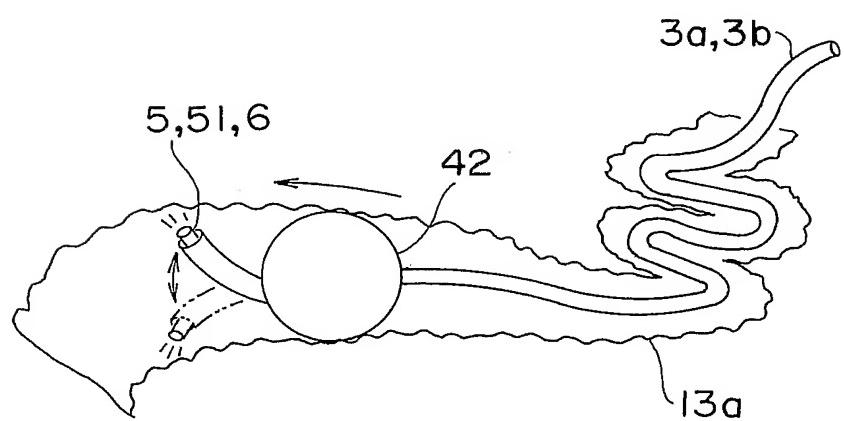


図 1 7

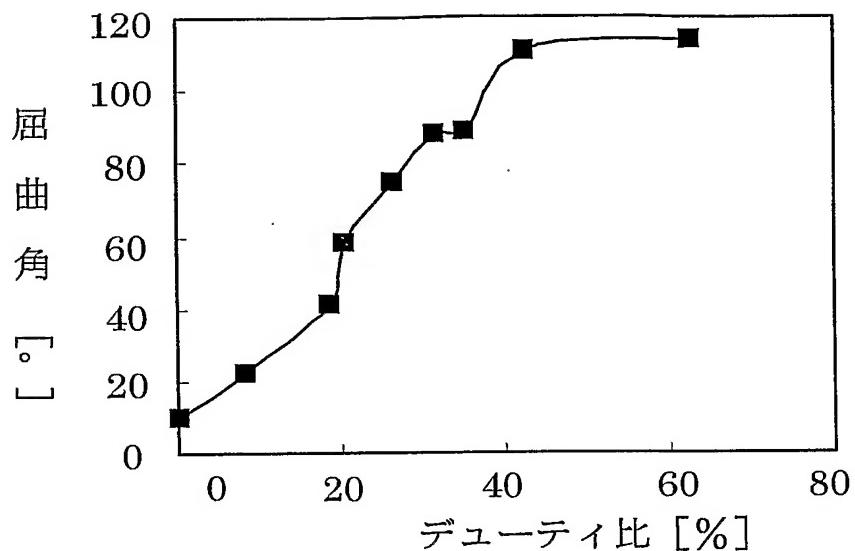


図 1 8

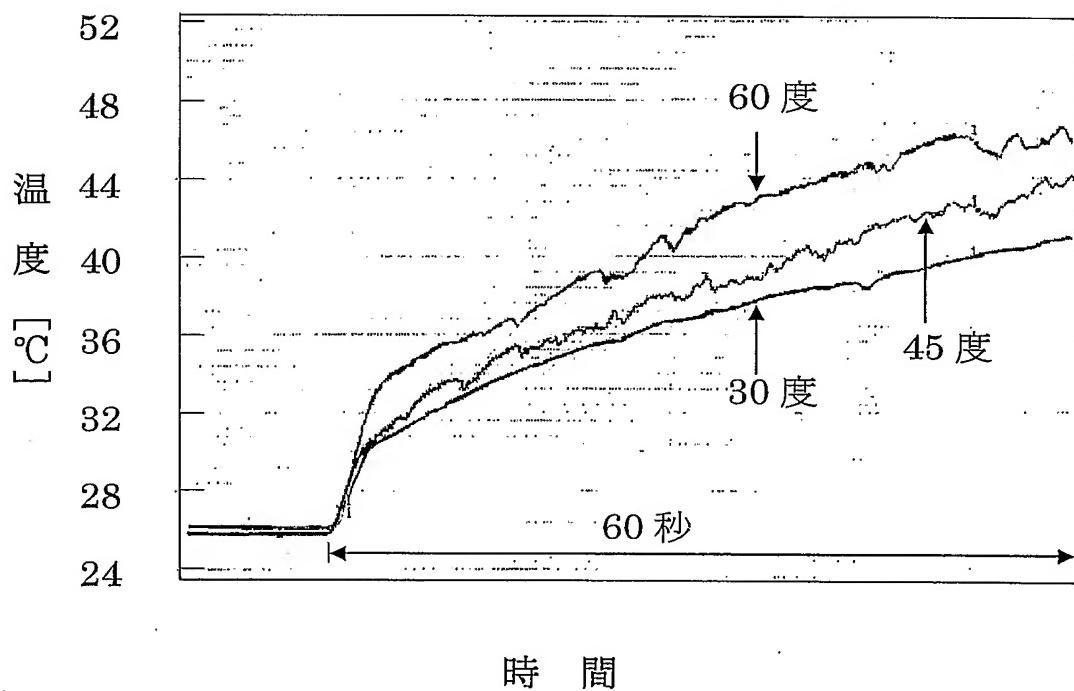


図 19

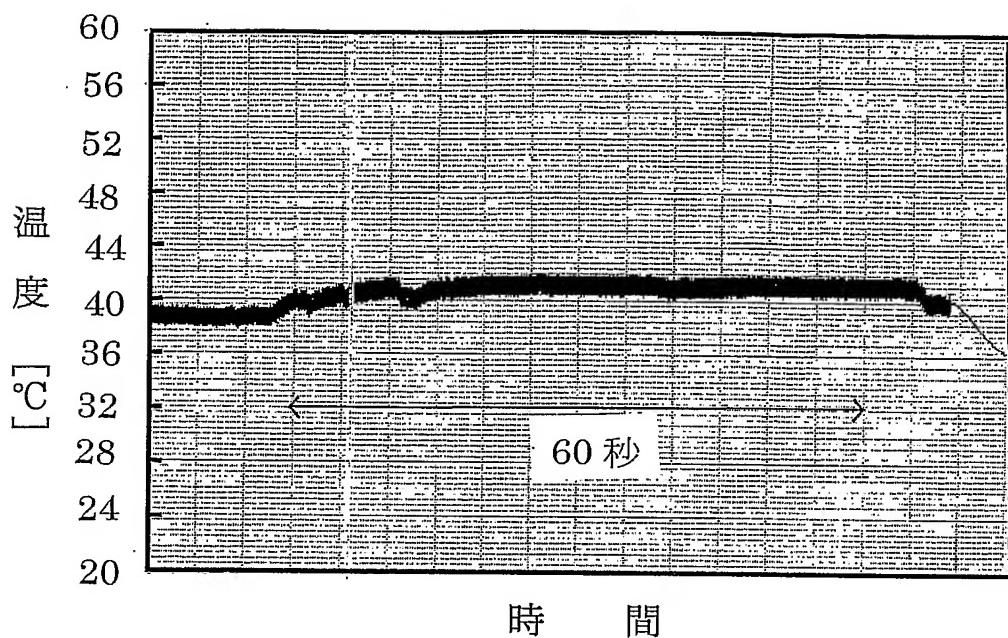


図 20

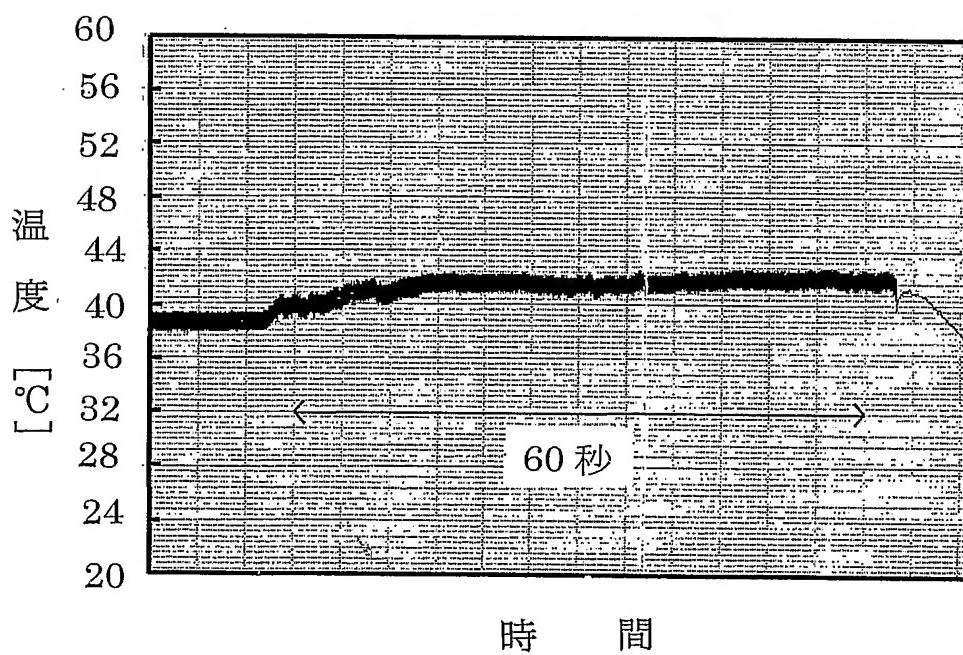


図 2 1

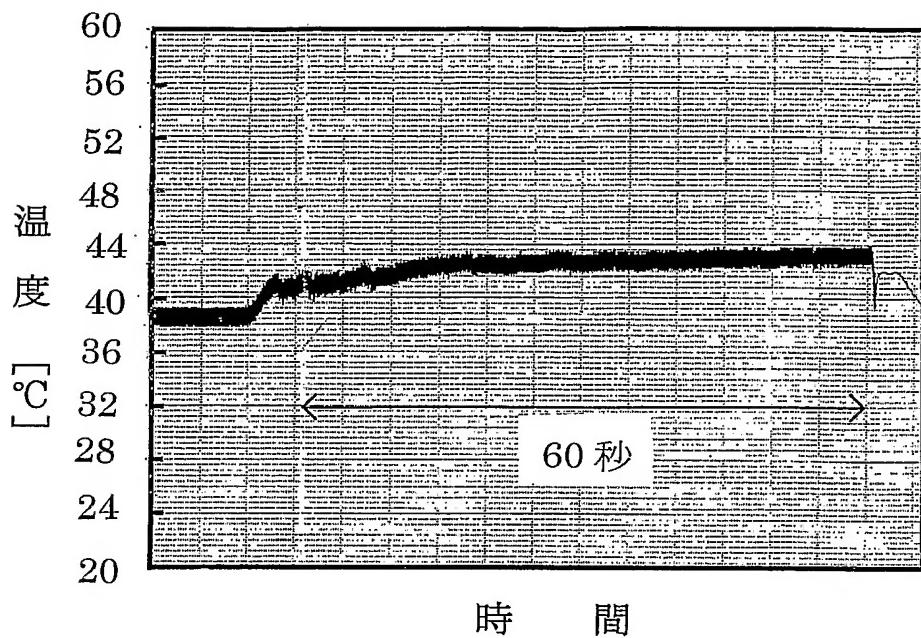
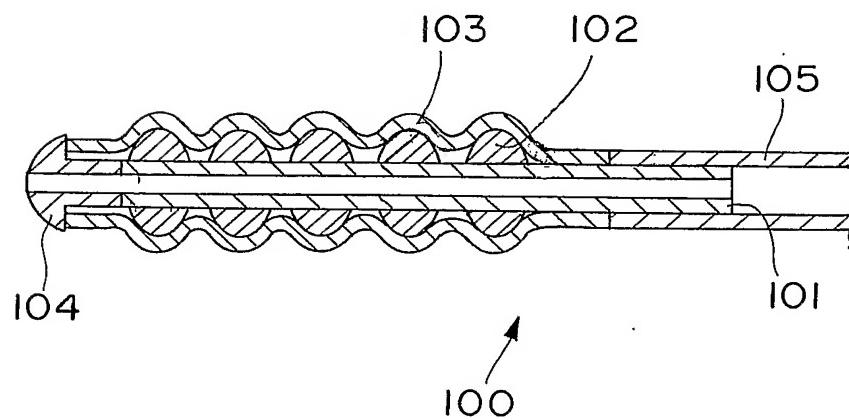


図 2 2



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/018855

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl⁷ A61B1/00, A61M25/00, G02B23/24

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
Int.Cl⁷ A61B1/00, A61M25/00, G02B23/24

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
 Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2005
 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2005 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2005

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 11-48171 A (Masaki ESASHI), 23 February, 1999 (23.02.99),	6-8,11,12, 17-19,22-24
A	Abstract; Fig. 1 (Family: none)	1-5,9,10, 13-16,20,21
A	JP 2002-143312 A (Sumitomo Bakelite Co., Ltd.), 21 May, 2002 (21.05.02), Par. No. [0010] (Family: none)	1-5,13-16
Y	JP 3-86144 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 11 April, 1991 (11.04.91),	6-8,11,12, 17-19,22-24
A	Full text; all drawings (Family: none)	1-5,9,10, 13-16,20,21

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	
"A"	document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E"	earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L"	document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O"	document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P"	document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T"	later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X"	document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y"	document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&"	document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
04 April, 2005 (04.04.05)

Date of mailing of the international search report
19 April, 2005 (19.04.05)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/018855

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 5-31066 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 09 February, 1993 (09.02.93), Par. Nos. [0067] to [0071]; Figs. 19 to 22 (Family: none)	6-8, 11, 12, 17-19, 22-24
A		1-5, 9, 10, 13-16, 20, 21

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int. C17 A61B1/00, A61M25/00, G02B23/24

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int. C17 A61B1/00, A61M25/00, G02B23/24

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2005年
日本国登録実用新案公報	1994-2005年
日本国実用新案登録公報	1996-2005年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	J P 11-48171 A (江刺正喜), 1999. 02. 23, 【要約】 , 図1, (ファミリーなし)	6-8, 11, 12, 17-19, 22-24
A		1-5, 9, 10, 13-16, 20, 21
A	J P 2002-143312 A (住友ベークライト株式会社), 2002. 05. 21, 段落【0010】 , (ファミリーなし)	1-5, 13-16

 C欄の続きにも文献が列挙されている。 パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

- 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

- 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

04. 04. 2005

国際調査報告の発送日

19. 4. 2005

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

門田 宏

2W 9224

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C (続き) 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	J P 3-86144 A (オリンパス光学工業株式会社), 1991. 04. 11, 全文, 全図 (ファミリーなし)	6-8, 11, 12, 17-19, 22-24
A		1-5, 9, 10, 13-16, 20, 21
Y	J P 5-31066 A (オリンパス光学工業株式会社), 1993. 02. 09, 段落【0067】～【0071】，図19～22 (ファミリーなし)	6-8, 11, 12, 17-19, 22-24
A		1-5, 9, 10, 13-16, 20, 21